

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①⑪ N° de publication :

2 825 260

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②① N° d'enregistrement national :

01 07274

⑤① Int Cl⁷ : A 61 B 5/00

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②② Date de dépôt : 01.06.01.

③⑦ Priorité :

④③ Date de mise à la disposition du public de la
demande : 06.12.02 Bulletin 02/49.

⑤⑥ Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

⑥⑦ Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦① Demandeur(s) : CENTRE NATIONAL DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE CNRS Etablissement
public à caractère scientifique et technologique — FR.

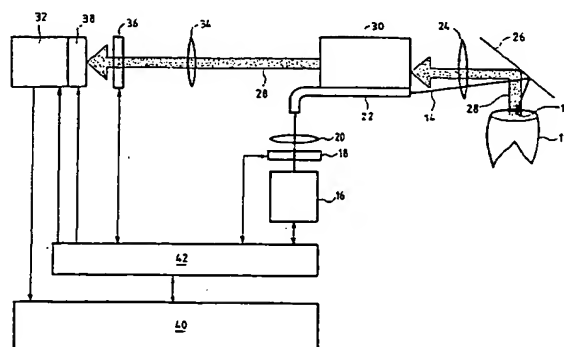
⑦② Inventeur(s) : JONUSAUSKAS GEDIMINAS, RUL-
LIERE CLAUDE ANTOINE, OBERLE JEAN et ABRA-
HAM EMMANUEL.

⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire(s) : ERNEST GUTMANN YVES PLASSE-
RAUD SA.

⑤④ PROCÉDE ET DISPOSITIF DE DETECTION DE CARIES DENTAIRES.

⑤⑦ Procédé et dispositif de détection de caries dentaires, comprenant des moyens d'excitation d'une zone (12) d'une dent par des impulsions de lumière monochromatique ultraviolette en alternance avec des impulsions de lumière visible, des moyens vidéo (32, 34, 36, 38) de prise d'images de la fluorescence émise par la dent dans deux bandes de longueurs d'onde haute et basse énergie respectivement du spectre d'émission et des moyens (40) de traitement de l'information pour faire le rapport des intensités spectrales de la fluorescence dans ces deux bandes de longueurs d'onde et en déduire la présence ou l'absence de caries dans la zone (12) examinée de la dent.



FR 2 825 260 - A1



Procédé et dispositif de détection de caries dentaires

La présente invention concerne un procédé et un dispositif pour la détection de caries dentaires.

5 On a déjà proposé, notamment dans les documents US-A-4 290 443 et 4 479 499, un procédé de détection des caries dentaires dans la bouche d'un patient, qui consiste à éclairer une zone d'une dent par une lumière monochromatique, à mesurer l'intensité de la
10 luminescence émise par la dent sur deux longueurs d'onde prédéterminées, l'une pour laquelle les zones cariées et les zones non cariées de la dent ont sensiblement la même réponse lumineuse à l'excitation par la lumière d'éclairage, et l'autre pour laquelle
15 l'intensité de la luminescence émise est supérieure dans le cas d'une zone cariée, ce procédé consistant finalement à comparer les mesures faites à ces deux longueurs d'onde pour une zone que l'on sait non cariée et pour la zone examinée de la dent.

20 Il a été proposé notamment d'éclairer la dent par une lumière monochromatique dont la longueur d'onde est comprise entre 350 et 600 nm environ, et de mesurer l'intensité de la lumière émise par la dent à une première longueur d'onde comprise entre 440 et 470 nm
25 et à une seconde longueur d'onde comprise entre 560 et 640 nm.

 Un inconvénient de cette technique connue est qu'en utilisant une lumière monochromatique d'éclairage dont la longueur d'onde est comprise entre 350 et 600 nm
30 environ, on ne sait pas par quel composant de la dent est produite la réponse lumineuse à l'éclairage de la dent, ce qui est un facteur d'incertitude sur les

résultats puisque, notamment, la réponse lumineuse de la partie organique de la dent varie en fonction d'un certain nombre de facteurs tels que la qualité du brossage des dents, les habitudes alimentaires du patient, etc.

Un autre inconvénient de cette technique connue concerne la mesure sur deux longueurs d'onde uniquement de la réponse lumineuse intégrée de la zone éclairée de la dent, cette mesure ponctuelle ne renseignant pas suffisamment sur l'état de la zone examinée de la dent, ce qui est un autre facteur d'incertitude sur la qualité des résultats.

Un autre inconvénient est que, si la zone examinée de la dent est éclairée par une lumière monochromatique dont la longueur d'onde est inférieure à 400 nm environ et se trouve donc en dehors du spectre visible, le praticien ne sait pas exactement quelle zone de la dent est éclairée et est susceptible de présenter une carie. Cela conduit en pratique à limiter l'utilisation de cette technique à un éclairage en lumière visible, ce qui est la cause de résultats imprécis ou erronés sur les mesures, pour des raisons qui seront expliquées plus en détail ci-dessous.

L'invention a notamment pour objet un procédé et un dispositif de détection de caries dentaires, qui ne présentent pas les inconvénients précités de la technique connue.

Elle a également pour objet un procédé et un dispositif de ce type, qui permettent une détection fiable et précise des caries dentaires, même à un stade précoce de leur développement, et qui permettent

également une visualisation et une localisation précise de la zone examinée de la dent.

L'invention propose à cet effet un procédé de détection de caries dentaires, consistant à éclairer
5 une zone d'une dent en lumière monochromatique, à capter la luminescence émise par la zone éclairée de la dent, à mesurer l'intensité de cette luminescence pour des longueurs d'onde prédéterminées et à comparer les intensités mesurées à ces longueurs d'onde pour en
10 déduire la présence ou l'absence de caries dans ladite zone de la dent, caractérisé en ce qu'il consiste :

- à utiliser pour éclairer ladite zone de la dent une lumière monochromatique dont la longueur d'onde est choisie pour exciter une émission de fluorescence par
15 la partie minérale de la dent,

- à prendre avec des moyens vidéo des images de la zone éclairée de la dent dans deux bandes de longueurs d'onde dont l'une est dans la partie haute énergie et l'autre dans la partie basse énergie du spectre
20 d'émission,

- à mesurer l'intensité spectrale en chaque point de l'image de la fluorescence émise dans ces deux bandes de longueurs d'onde,

- à faire le rapport des intensités mesurées en
25 chaque point dans les deux bandes précitées de longueurs d'onde et à en déduire la présence de caries quand ce rapport est voisin de 1 ou inférieur à 1.

Selon l'invention, la détection des caries est donc basée sur la détection de la fluorescence émise dans
30 deux bandes de longueurs d'onde par le composant minéral d'une dent, qui est formé de monocristaux de hydroxylapatite. Les caries dentaires sont des

déminéralisations progressives et localisées des tissus durs de la surface dentaire, provoquées par les acides produits par des bactéries et se traduisant par une réduction de taille des cristaux de hydroxylapatite et
5 par une modification des propriétés photo-physiques de la surface dentaire. En réponse à une excitation lumineuse à une longueur d'onde appropriée, le composant minéral de la dent émet une fluorescence qui est décalée vers le rouge dans le cas d'une carie dentaire. En mesurant l'intensité spectrale de la
10 fluorescence émise dans deux bandes de longueur d'onde, dont l'une est dans la partie haute énergie et l'autre dans la partie basse énergie du spectre d'émission, et en faisant le rapport de ces deux mesures, on obtient
15 des valeurs qui sont égales à 2-3 environ pour l'émail, à 4 environ pour la dentine et 0,5-1 environ pour une carie, ces valeurs étant indépendantes du stade de développement de la carie et de la présence de matière organique coagulée.

20 De plus, l'image point par point du rapport des mesures d'intensité spectrale permet d'éliminer l'influence de la forme de la surface de la zone éclairée de la dent et donc de s'affranchir des variations dues à la présence de sillons ou de puits
25 dans la surface dentaire, de l'inclinaison de cette surface par rapport à l'axe optique du dispositif de détection, et de la non-uniformité de l'éclairage de la zone examinée de la dent.

De façon globale, le procédé selon l'invention
30 permet ainsi une détection fiable et précise des caries dentaires, même à un stade précoce de leur développement. Il permet également de contrôler avec

précision l'efficacité d'une intervention chirurgicale d'enlèvement de matière dentaire déminéralisée, de façon à parvenir à l'élimination complète des parties cariées sans altérer les parties saines de la dent.

5 Selon d'autres caractéristiques de l'invention, la longueur d'onde de la lumière d'éclairage est comprise entre 300 et 370 nm environ et l'intensité spectrale de la fluorescence émise est mesurée dans une bande de longueurs d'onde qui s'étend entre la longueur d'onde
10 d'excitation et une longueur d'onde comprise entre 450 et 600 nm environ et dans une bande de longueurs d'onde qui s'étend de 550-600 à 750-800 nm environ.

La sensibilité et la précision de la détection des caries dentaires sont alors maximales.

15 Selon une autre caractéristique de l'invention, le procédé consiste à éclairer ladite zone de la dent avec une alternance d'impulsions lumineuses à la longueur d'onde précitée et à une longueur d'onde du spectre visible, à prendre avec les moyens vidéo des images de
20 ladite zone éclairée successivement à ces deux longueurs d'onde et à les transmettre à des moyens de traitement d'image et d'affichage.

Avantageusement, ce procédé consiste également à accumuler des images prises à ces deux longueurs d'onde
25 avant de les traiter et d'afficher une image de la fluorescence émise par la zone éclairée de la dent et une image de cette zone éclairée en lumière visible.

Ce double affichage permet au praticien de visualiser et de localiser avec précision la zone
30 examinée de la dent.

Avantageusement, on peut utiliser un même générateur laser pour produire des impulsions

d'excitation de la fluorescence et des impulsions d'éclairage en lumière visible, ces impulsions ayant une durée comprise entre plusieurs microsecondes et une nanoseconde ou moins par exemple, le générateur laser
5 pouvant également être utilisé pour produire des impulsions de synchronisation, par exemple en infrarouge. On peut notamment utiliser un générateur laser du type Nd : YAG-Q-switch qui produit des impulsions de durée très courte à des longueurs d'onde
10 de 1064 nm pour la synchronisation, de 532 nm (deuxième harmonique) pour l'éclairage en lumière visible et de 355 nm (troisième harmonique) pour l'excitation de fluorescence.

L'invention propose également un dispositif pour
15 l'exécution du procédé décrit ci-dessus, ce dispositif comprenant une source de lumière monochromatique, des moyens optiques d'éclairage d'une zone de la dent par la lumière émise par ladite source et de reprise de la lumière en provenance de la dent, des moyens de
20 transmission de la lumière reprise à des moyens de filtrage spectral, des photorécepteurs captant la lumière sortant des moyens de filtrage spectral et des moyens de traitement recevant les signaux de sortie des photorécepteurs, ce dispositif étant caractérisé en ce
25 qu'il comprend des moyens vidéo de prise d'images de la zone éclairée de la dent, associés à des moyens d'obturation ou de porte temporelle pour prendre en alternance des images de fluorescence de la dent dans des bandes de longueurs d'onde dans les parties haute
30 énergie et basse énergie respectivement du spectre d'émission et des images de la dent éclairée en lumière visible.

Les moyens de filtrage spectral utilisés comprennent par exemple des filtres colorés interchangeable, ou un filtre acousto-optique ou à cristaux liquides, ou un jeu de miroirs dichroïques.

5 Avantageusement, les moyens de transmission comprennent un guide d'images à fibres optiques ou un boroscope à barreau de verre ayant un gradient transversal d'indice de réfraction.

10 L'invention sera mieux comprise et d'autres caractéristiques, détails et avantages de celle-ci apparaîtront plus clairement à la lecture de la description qui suit, faite à titre d'exemple en référence aux dessins annexés dans lesquels :

15 - la figure 1 représente schématiquement les composants essentiels du dispositif selon l'invention ;

 - la figure 2 illustre le fonctionnement dans le temps de ce dispositif ;

20 - la figure 3 représente schématiquement les spectres de fluorescence de différentes parties d'une dent et les bandes de longueur d'onde utilisées pour la mesure de l'intensité spectrale de la fluorescence ;
et

25 - la figure 4 est un graphe représentant les variations des rapports des intensités mesurées de fluorescence dans les deux bandes de longueur d'onde pour différentes parties d'une dent.

30 Le procédé et le dispositif selon l'invention sont basés sur l'éclairage d'une zone 12 d'une dent 10 par un faisceau 14 de lumière monochromatique ultraviolette

et sur la détection d'images de fluorescence de la zone 12 de la dent dans deux bandes de longueurs d'onde différentes, dans la partie haute énergie et dans la partie basse énergie du spectre d'émission, le rapport point par point des mesures d'intensité spectrale de la fluorescence dans ces deux bandes permettant de déterminer si la zone 12 examinée de la dent présente ou non une carie.

Pour bien faire comprendre la nature du problème résolu par l'invention, on rappellera que la carie est une maladie infectieuse dont les lésions sont des signes et des symptômes qui apparaissent longtemps après la primo-infection et l'initiation du processus pathologique, lorsqu'une prévention n'a pas été faite ou a échoué, les lésions étant dues à des phénomènes physico-chimiques selon lesquels les acides produits par le métabolisme de la plaque bactérienne provoquent une déminéralisation de surface des tissus calcifiés de la dent.

Dans la technique actuelle, la détection des pathologies dentaires repose essentiellement sur des évaluations visuelles directes et tactiles d'un praticien ou sur des radiographies aux rayons X. La nature ionisante des radiographies aux rayons X ne permet pas de les utiliser de façon répétitive et routinière pour la prévention des caries et le contrôle des soins. Par ailleurs, l'évaluation visuelle ou tactile par un praticien ne permet pas de détecter les caries à un stade précoce de leur développement où une reminéralisation des zones attaquées par la précipitation in situ d'ions calcium et phosphate

serait possible et éviterait une intervention chirurgicale curative.

Le dispositif selon l'invention permet précisément cette détection précoce, d'une façon fiable et
5 indépendante des individus.

Le dispositif selon l'invention, représenté schématiquement en figure 1, comprend un générateur laser 16, par exemple du type Nd:YAG"Q-switch" qui produit des impulsions à des longueurs d'onde
10 différentes, par exemple de 1064 nm, 532 nm et 355 nm avec une fréquence de répétition de 12 kHz et qui est associé à des moyens 18 de filtrage spectral et à un objectif 20 de focalisation sur l'entrée d'une fibre optique 22 de transmission des impulsions 14 qui, à la
15 sortie de la fibre optique 22, traversent un objectif 24 et sont réfléchies par un miroir 26 vers la zone examinée 12 de la dent 10.

Les moyens de filtrage spectral 18 comprennent par exemple deux filtres colorés interchangeableables, dont
20 l'un transmet les longueurs d'onde de 355 nm et arrête les longueurs d'onde de 532 nm et dont l'autre, inversement, transmet les longueurs d'onde de 532 nm et arrête les longueurs d'onde de 355 nm. Ces deux filtres sont montés sur un support du type électromécanique par
25 exemple, qui permet de les placer tour à tour sur la sortie du générateur laser 16.

Les moyens 24, 26 d'éclairage de la zone 12 de la dent forment également des moyens de reprise de la fluorescence émise 28 qui est focalisée sur l'entrée de
30 moyens de transmission optique 30 tels par exemple qu'un guide d'images formé d'un faisceau de fibres optiques.

Les moyens 22, 24, 26, 30 sont avantageusement rassemblés en un ensemble monobloc que le praticien peut tenir d'une main et dont il peut introduire l'extrémité dans la bouche d'un patient pour l'examen
5 des dents du patient.

Le faisceau lumineux 28 sortant des moyens de transmission 30 est dirigé vers des moyens 32 d'acquisition vidéo, à travers un objectif 34, des moyens 36 de filtrage spectral et des moyens 38 formant
10 obturateur ou porte temporelle.

Les moyens 36 de filtrage spectral comprennent deux filtres colorés du type passe-bande dont l'un transmet les longueurs d'onde comprises entre la longueur d'onde d'excitation et 450-600 nm environ et dont l'autre
15 transmet celles comprises entre 550-600 et 750-800 nm environ.

Les moyens 38 formant obturateur ou porte temporelle sont commandés pour laisser passer vers les moyens 32 d'acquisition vidéo soit les longueurs d'onde
20 de la bande haute d'énergie, soit celles de la bande basse énergie, soit encore celles correspondant aux impulsions à la longueur d'onde de 532 nm qui sont réfléchies et diffusées par la zone examinée 12 de la dent. Les filtres colorés des moyens 36 sont montés sur
25 un même support du type électromécanique qui les interpose tour à tour sur l'axe optique de la lumière sortant des moyens de transmission 30 et qui n'en place aucun sur cet axe lors de la transmission de la lumière correspondant à la réflexion et la diffusion des
30 impulsions à la longueur d'onde de 532 nm.

Les moyens 38 formant obturateur ou porte temporelle sont formés par exemple par un

intensificateur d'images avec modulation de tension sur la grille d'accélération, cet obturateur restant ouvert uniquement pour le passage des impulsions de fluorescence et de lumière visible provenant de la dent 10. Quand cet obturateur est fermé, il bloque toute la lumière non porteuse d'informations sur les propriétés de la surface dentaire. En variante, on peut également utiliser un obturateur mécanique ou à cristaux liquides, un défecteur acousto-optique, une caméra à très faible durée d'accumulation, etc.

Les moyens 32 d'acquisition d'images sont de préférence formés par une caméra matricielle noir et blanc à photorécepteurs du type CCD, dont la sortie est reliée à l'entrée de moyens 40 de traitement de l'information, tels qu'un micro-ordinateur du type PC ou analogue. Des moyens 42 de synchronisation sont associés aux moyens 40 de traitement de l'information, au générateur 16, aux moyens de filtrage 18 et 36, aux moyens obturateurs 38 et aux moyens 32 d'acquisition vidéo. Ces moyens de synchronisation 42 reçoivent les impulsions de synchronisation produites à la longueur d'onde de 1064 nm par le générateur laser 16.

Ce dispositif est utilisé de la façon suivante :

les moyens 22, 24, 26, 30 forment une sonde que le praticien peut tenir et orienter vers la zone 12 à examiner sur la dent 10. Les impulsions émises par le générateur laser aux longueurs d'onde de 532 et de 355 nm sont transmises en alternance par les moyens de filtrage spectral 18 et la fibre optique 22, vers la zone 12 de la dent. Les impulsions à 355 nm sont absorbées par les composants des tissus de la surface dentaire, qui se désexcitent en émettant une

fluorescence pendant une durée très brève, typiquement de quelques nanosecondes. De même, les impulsions de lumière visible à la longueur d'onde de 532 nm sont réfléchies et diffusées par la surface dentaire. Les
5 impulsions lumineuses en provenance de la dent sont reprises par les moyens optiques 24, 26, et transmises par les moyens 30 jusqu'aux moyens de filtrage spectral 36 associés aux moyens 32 d'acquisition vidéo par les moyens 38 formant obturateur ou porte temporelle. Les
10 images vidéo acquises par les moyens 32 sont transmises aux moyens 40 de traitement de l'information et sont affichées sur des moyens appropriés, notamment sur un écran de visualisation.

On a représenté schématiquement les principales
15 étapes de ce procédé en figure 2, où l'on retrouve en 44 l'émission des impulsions lumineuses par le générateur 16, en 46 le filtrage spectral de ces impulsions par les moyens 18, qui permettent de transmettre des impulsions d'excitation de fluorescence
20 pendant une première période 48 puis des impulsions de lumière visible pendant une deuxième période 50, et ainsi de suite, en 48 l'émission d'impulsions de fluorescence 52 par la zone examinée 12 de la dent, suivies par des impulsions 54 de lumière visible qui
25 sont réfléchies et/ou diffusées par la surface de cette zone, et en 56 le filtrage spectral des impulsions lumineuses transmises par les moyens 30, ce filtrage spectral étant réalisé successivement dans une bande haute énergie 58, dans une bande basse énergie 60 et
30 laissant passer finalement en 62 les impulsions de lumière visible réfléchies et/ou diffusées par la surface de la dent.

On trouve ensuite en 64 l'acquisition d'images de fluorescence dans les bandes haute et basse énergie du spectre d'émission et d'images en lumière visible pendant les intervalles 66 d'ouverture des moyens 38 d'obturation ou de porte temporelle.

Cela conduit en 70 à une accumulation 72 d'images de fluorescence en bande haute énergie, à une accumulation 74 d'images de fluorescence en bande basse énergie et à une accumulation 76 d'images en lumière visible.

Ensuite, le traitement réalisé par les moyens 40 comprend en 78 un stockage d'images de fluorescence en bande haute énergie 80 et un stockage d'images de fluorescence en bande basse énergie 82, ainsi qu'un traitement 84 des images de fluorescence et un stockage 86 des images en lumière visible, puis en 88 un affichage 90 des images résultantes de fluorescence et des images résultantes 92 en lumière visible. Les étapes de fonctionnement du dispositif peuvent être permutées.

De façon plus détaillée, le traitement des images de fluorescence qui est réalisé en 84 consiste à mesurer l'intensité spectrale de la fluorescence émise dans les bandes haute et basse énergie précitées, à faire leur rapport et à le comparer à des valeurs prédéterminées.

On a représenté schématiquement en figure 3, les courbes de variation de la fluorescence émise en fonction de la longueur d'onde par la dentine (courbe A), par l'émail (courbe B), par une carie à un stade précoce de développement (courbe C) et par une carie à un stade avancé de développement (courbe D).

Les courbes E et F représentent les bandes passantes des filtres haute énergie et basse énergie des moyens de filtrage spectral 36.

On voit que les courbes de fluorescence sont
5 décalées vers le rouge dans le cas d'une carie et que l'intensité de la fluorescence émise est plus faible dans le cas d'une carie avancée, en raison de la présence de matière organique coagulée.

Le traitement réalisé sur les images de
10 fluorescence dans les bandes passantes E et F consiste à mesurer l'intensité de l'énergie de la fluorescence dans ces deux bandes et à en faire le rapport. Trois exemples de variations de ce rapport sont représentés schématiquement en figure 4, en fonction d'une
15 dimension d'espace représentée en abscisse et mesurée sur la dent. On voit notamment que le rapport énergie de fluorescence dans la bande haute énergie/énergie de fluorescence dans la bande basse énergie du spectre d'émission peut varier entre des valeurs qui sont
20 comprises entre 2 et 3 environ pour l'émail, qui sont sensiblement égales à 4 pour la dentine et qui sont comprises entre 0,5 et 1 pour les parties cariées.

Le rapport de ces intensités sur les images de fluorescence permet de s'affranchir de la forme de la
25 surface examinée de la dent, c'est-à-dire de la présence de sillons ou de puits, ainsi que de l'inclinaison de cette surface par rapport à l'axe optique d'éclairage et de la non-uniformité de l'éclairage.

30 L'affichage des images de fluorescence et des images en lumière visible sur un écran de visualisation permet au praticien de localiser précisément la zone

cariée d'une dent. On peut par ailleurs représenter les variations des rapports des énergies de fluorescence en fausses couleurs, pour que, par exemple, les zones cariées apparaissent en rouge et soient bien visibles par le praticien.

Bien entendu, diverses modifications peuvent être apportées aux moyens décrits et représentés : par exemple, on peut utiliser d'autres générateurs laser, par exemple à cristaux ou à verres dopés au Nd^{3+} , Yb, etc., avec génération d'harmoniques, ou des lasers à azote fonctionnant à 337 nm, à excimer fonctionnant à 308 ou à 351 nm, des lasers à semi-conducteurs, des lampes ultra-violettes à décharge électrique, etc. Par ailleurs, les moyens 30 de transmission d'images qui, dans un mode de réalisation préféré de l'invention, comprennent un guide d'images flexible ayant par exemple un millimètre de diamètre et une longueur d'environ un mètre et pouvant comprendre trente milles fibres optiques individuelles, peuvent être remplacés par un système de miroirs et de lentilles ou bien par un boroscope basé sur l'utilisation d'un barreau de verre avec un gradient transversal d'indice de réfraction.

Les moyens de filtrage spectral peuvent être constitués d'un filtre acousto-optique, d'un jeu de miroirs dichroïques, d'un filtre à cristaux liquides, etc.

Les moyens 32 d'acquisition vidéo, qui sont formés d'une matrice de capteurs CCD dans le mode de réalisation préféré de l'invention, peuvent être remplacés par des matrices de photodiodes, de vidicons,

de capteurs CMOS, avec une sortie vidéo analogique ou numérique, monochrome ou couleur.

5 Bien évidemment, les moyens 22 de transmission de la lumière d'éclairage peuvent comprendre plusieurs fibres optiques, qui sont agencées à leurs extrémités pour une injection efficace uniforme de l'intensité du faisceau laser produit par le générateur 16 et à l'autre extrémité pour un éclairage uniforme de la zone 12 de la dent.

10 On peut également utiliser des moyens optiques d'éclairage et de reprise 24, 26 différents de ceux qui ont été décrits et représentés.

REVENDECATIONS

1 - Procédé d'acquisition et de traitement d'images
5 d'une dent, consistant à éclairer une zone (12) d'une dent en lumière monochromatique et à capter la luminescence émise par la zone éclairée de la dent, caractérisé en ce qu'il consiste :

- à utiliser pour éclairer ladite zone (12) de la
10 dent une lumière monochromatique dont la longueur d'onde est choisie pour exciter une émission de fluorescence par la partie minérale de la dent,

- à prendre avec des moyens vidéo (32) des images
15 de la zone éclairée de la dent dans deux bandes de longueurs d'onde dont l'une est dans la partie haute énergie et l'autre dans la partie basse énergie du spectre d'émission,

- à mesurer l'intensité spectrale de la
20 fluorescence émise dans ces deux bandes de longueurs d'onde en chaque point desdites images,

- à faire le rapport des mesures en chaque point
dans les deux bandes de longueurs d'onde précitées et à comparer ce rapport à des valeurs prédéterminées.

25 2 - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la longueur d'onde d'éclairage est comprise entre 300 et 370 nm environ.

3 - Procédé selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que les longueurs d'onde des bandes précitées sont comprises entre la longueur d'onde d'excitation et 450-600 nm environ et entre 550-600 et
5 750-800 nm environ respectivement.

4 - Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il consiste à éclairer ladite zone (12) de la dent par une alternance
10 d'impulsions à deux longueurs d'onde différentes, l'une ultraviolette et l'autre visible, à prendre avec les moyens vidéo (32) des images de fluorescence dans lesdites bandes haute et basse énergie de la zone éclairée par les impulsions de longueur d'onde
15 ultraviolette et des images de ladite zone (12) éclairée par les impulsions de longueur d'onde visible et à transmettre ces images à des moyens (40) de traitement d'information et d'affichage.

20 5 - Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce qu'il consiste à accumuler des images de fluorescence dans les bandes haute et basse énergie précitées et des images à la longueur d'onde visible avant de les traiter et d'afficher une image du rapport
25 des intensités spectrales de fluorescence et une image de ladite zone (12) de la dent éclairée en lumière visible.

6 - Procédé selon l'une des revendications
30 précédentes, caractérisé en ce qu'il consiste à utiliser un même générateur laser (16) pour produire des impulsions (14) d'excitation de la fluorescence et

d'éclairage à une longueur d'onde visible, ces impulsions ayant une durée comprise entre quelques microsecondes et une nanoseconde ou moins.

5 7 - Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'il consiste à utiliser le même générateur laser (16) pour produire des impulsions de synchronisation, par exemple en infrarouge.

10 8 - Dispositif pour l'exécution du procédé décrit dans l'une des revendications précédentes, comprenant une source (16) de lumière monochromatique, des moyens optiques (22, 24, 26) d'éclairage d'une zone (12) de la dent et de reprise d'une lumière en provenance de la
15 dent, des moyens (30) de transmission de la lumière reprise à des moyens (36) de filtrage spectral, des photorécepteurs captant la lumière sortant des moyens (36) de filtrage spectral, et des moyens (40) de traitement de l'information recevant des signaux de
20 sortie des photorécepteurs, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens vidéo (32) de prise d'images de la zone (12) éclairée de la dent, associés à des moyens (38) d'obturation ou de porte temporelle pour prendre en alternance des images de fluorescence de la zone
25 (12) de la dent dans des bandes de longueurs d'onde haute et basse énergie respectivement du spectre d'émission et des images de cette zone (12) éclairée en lumière visible.

30 9 - Dispositif selon la revendication 8, caractérisé en ce que les moyens (36) de filtrage spectral comprennent des filtres colorés

interchangeables ou un filtre acousto-optique ou à cristaux liquides, ou un jeu de miroirs dichroïques.

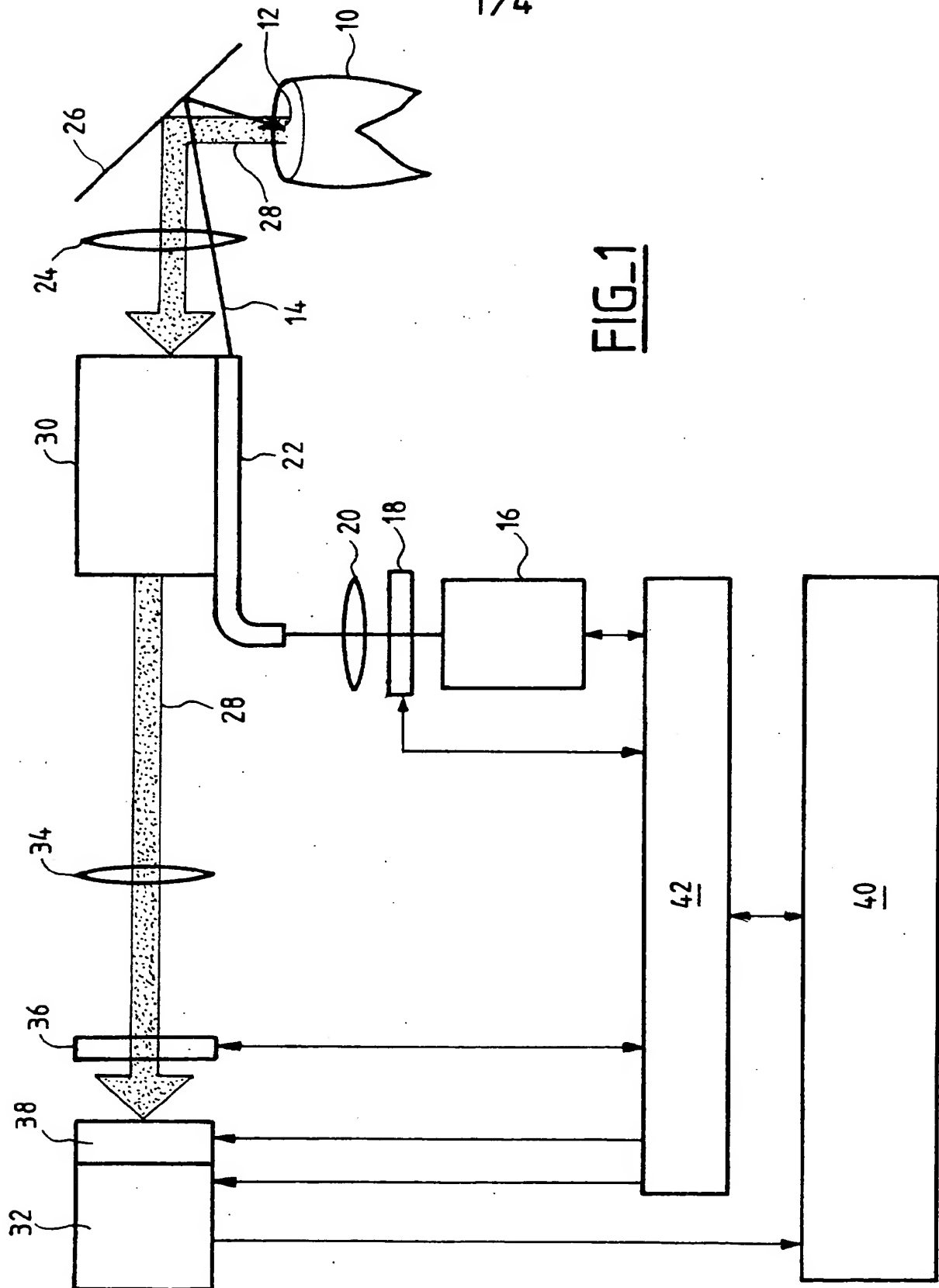
10 - Dispositif selon la revendication 8 ou 9, caractérisé en ce que les moyens (30) de transmission comprennent un guide d'images à fibres optiques ou un boroscope à barreau de verre ayant un gradient d'indice transversal de réfraction.

10 11 - Dispositif selon l'une des revendications 8 à 10, caractérisé en ce que les moyens d'éclairage comprennent un générateur laser (16) associé à des moyens (18) de filtrage spectral et commandé pour produire des impulsions à des longueurs d'onde
15 différentes pour l'éclairage de la dent en lumière ultraviolette et en lumière visible.

12 - Dispositif selon la revendication 11, caractérisé en ce que le générateur laser (16) est
20 commandé pour produire également des impulsions de synchronisation, par exemple en infrarouge.

13 - Dispositif selon l'une des revendications 8 à 12, caractérisé en ce qu'il comprend également des
25 moyens de synchronisation (42) reliés à la source de lumière (16), aux moyens vidéo (32) de prise d'images, aux moyens (18, 36) de filtrage spectral, aux moyens (36) d'obturation ou de porte temporelle et aux moyens (40) de traitement de l'information.

1/4



2 / 4

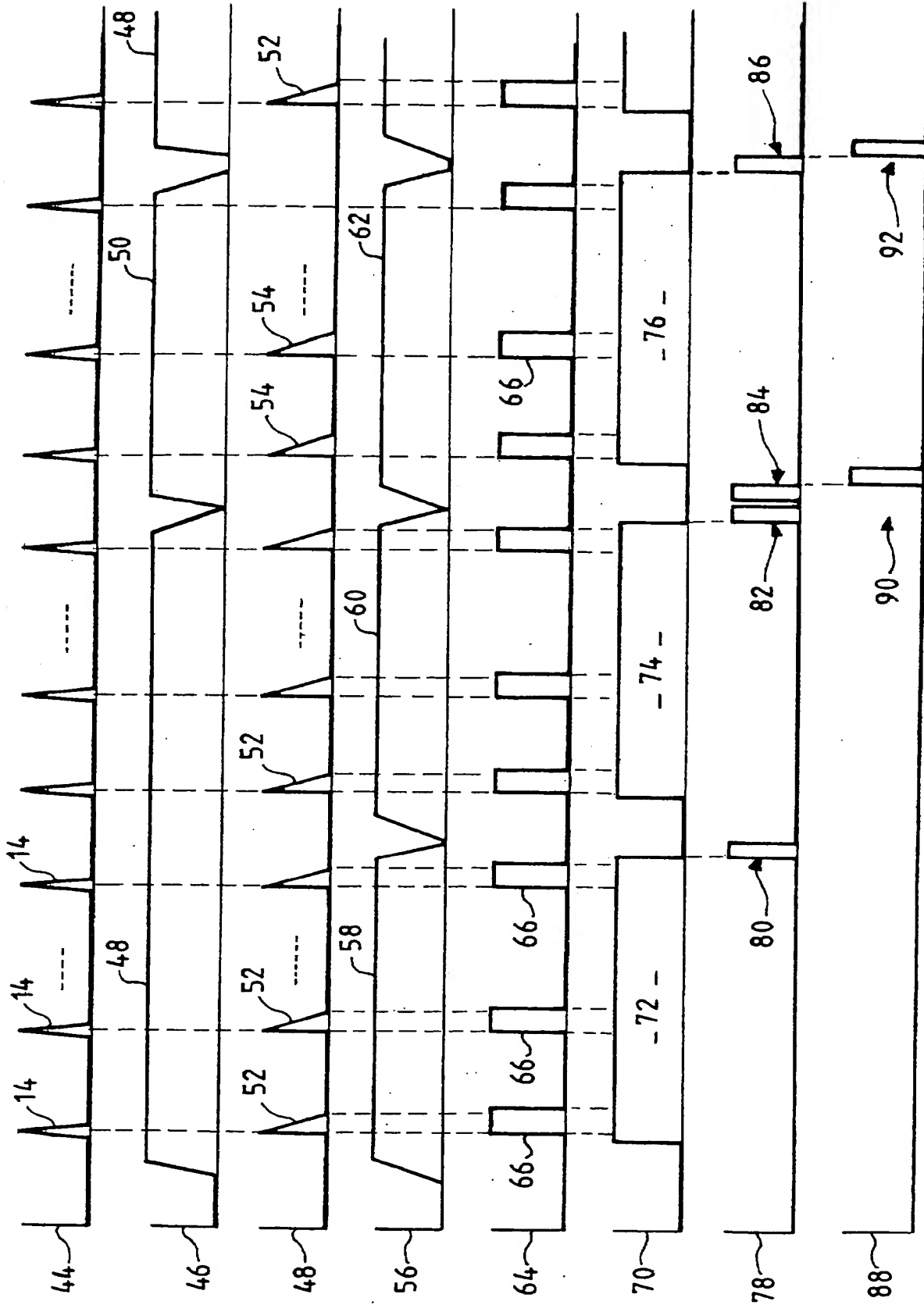
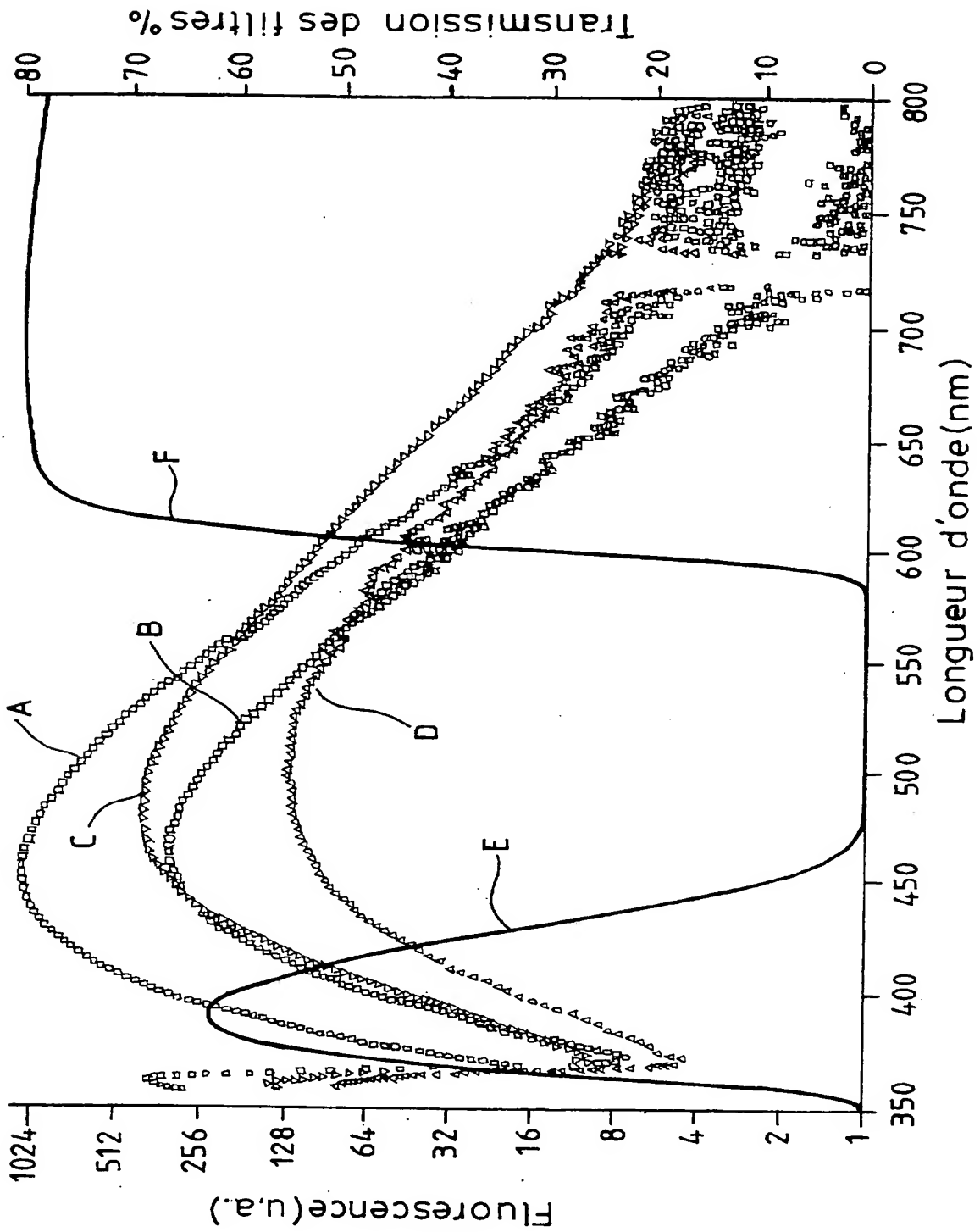
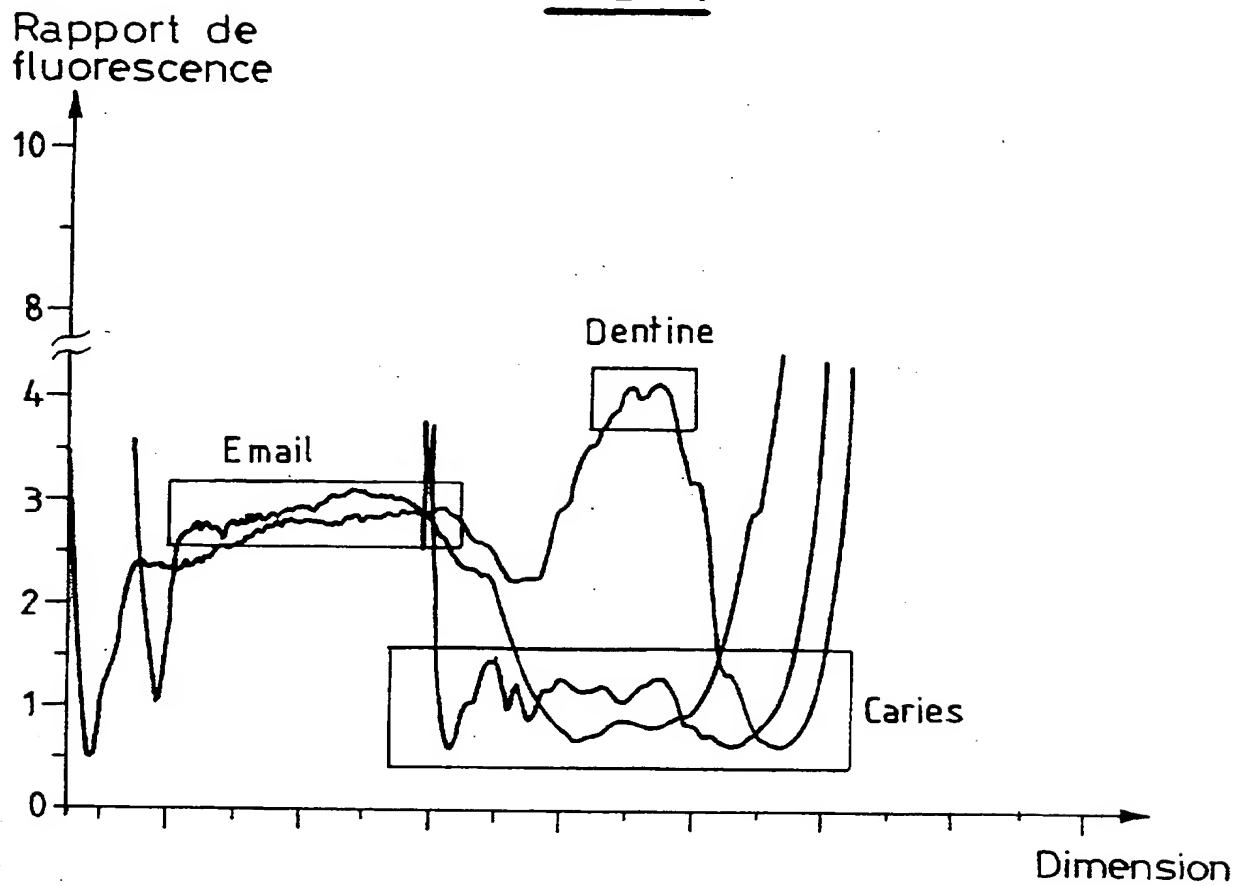


FIG-2

3/4

**FIG-3**

4/4

FIG_4



2825260

RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 604875
FR 0107274

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	EP 0 830 851 A (VARI SANDOR) 25 mars 1998 (1998-03-25) * le document en entier *	1-3,8-11	A61B5/00
X	US 5 306 144 A (KALTENBACH & VOIGT) 26 avril 1994 (1994-04-26) * colonne 1, ligne 44 - colonne 3, ligne 32 * * colonne 4, ligne 50 - colonne 5, ligne 45 *	1-3, 8-10,13	
A	FR 2 250 506 A (ALPHAMETRICS) 6 juin 1975 (1975-06-06) * page 4, colonne 14, ligne 5 - page 21 *	1,2,4,5, 8,11	
A	DE 93 17 984 U (KALTENBACH & VOIGT) 23 mars 1995 (1995-03-23) * page 5, ligne 1 - ligne 7 *	1,6	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CL.7)
			A61B
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
8 mars 2002		Lemercier, D	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire			

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0107274 FA 604875**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 08-03-2002

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP 830851	A	25-03-1998	US 5503559 A	02-04-1996
			EP 0830851 A1	25-03-1998
			EP 0830852 A1	25-03-1998
			AT 170389 T	15-09-1998
			DE 69413047 D1	08-10-1998
			DE 69413047 T2	08-04-1999
			EP 0720452 A1	10-07-1996
			JP 9505213 T	27-05-1997
			WO 9508962 A1	06-04-1995
US 5306144	A	26-04-1994	DE 4200741 A1	15-07-1993
			DE 59308399 D1	20-05-1998
			EP 0555645 A1	18-08-1993
			JP 1944198 C	23-06-1995
			JP 5337142 A	21-12-1993
			JP 6073531 B	21-09-1994
FR 2250506	A	06-06-1975	GB 1470760 A	21-04-1977
			DE 2453104 A1	15-05-1975
			FR 2250506 A1	06-06-1975
			JP 50106493 A	21-08-1975
			SE 7414108 A	13-05-1975
			US 3971954 A	27-07-1976
DE 9317984	U	23-03-1995	DE 9317984 U1	23-03-1995

EPO FORM P0465

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82